

## Method and apparatus for producing aerosols

**Patent number:** CH430064

**Publication date:** 1967-02-15

**Inventor:** WILLIAM DAVIS GAUTHIER [US]; SYLVANIA TOWNSHIP [US]; ROBERT JOSEPH DELLA FLORA [US]

**Applicant:** DEVILBISS CO [US]

**Classification:**

- **international:** A61M11/00

- **european:** A61M15/00F

**Application number:** CH19650001609 19650205

**Priority number(s):** US19640343617 19640210

**Also published as:**

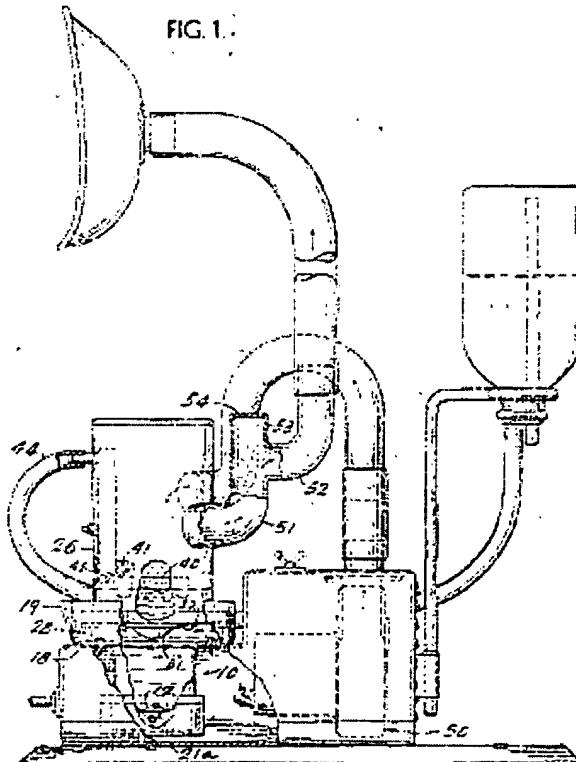
GB1069048 (A)  
 BE658812 (A)

BEST AVAILABLE COPY

Abstract not available for CH430064

Abstract of corresponding document: **GB1069048**

1,069,048. Nebulizer for inhalation therapy and disinfecting. DEVILBISS CO. Jan. 12, 1965 [Feb. 10, 1964], No. 1327/65. Headings A5G and A5T. [Also in Division B2] Respiratory appliances. An apparatus suitable for inhalation therapy comprises an electro-acoustic transducer 12 adapted to be energized to focus a beam of ultrasonic energy near the surface of the spray liquid in a chamber 26, and a motor driven blower 50 arranged to force a current of a carrier gas into the chamber 26 so that the spray is discharged from a fitting 51 which leads to a mask. An upwardly extending arm 53 provides a trap for large droplets. The blower may be switched off so that the spray is drawn on demand by the patient. The energy is transmitted from the transducer to the spray liquid by a coupling liquid in an intermediate chamber, the two liquids being separated by a thin plastic diaphragm. The apparatus may be used to introduce contrast media into the patients lungs for X-ray etc. purposes. The blower 50 may supply oxygen or an anaesthetic gas instead of air. The spray liquid is advantageously water. The output of the apparatus may be altered by adjusting the blower or the power output of the oscillator leading to the transducer. Disinfecting apparatus. The inhalation apparatus above is modified to produce a fog of antiseptic for room sterilization by dispensing with the coupling liquid and the mask; the acoustic energy is delivered directly into the liquid antiseptic.



Data supplied from the **esp@cenet** database - Worldwide



**SCHWEIZERISCHE EIDGENOSSENSCHAFT**  
**EIDGENÖSSISCHES AMT FÜR GEISTIGES EIGENTUM**

s



Klassierung:

30 k, 9/01

Int. Cl.:

A 61 m 11/00

Gesuchsnr.:

1609/65

Anmeldungsdatum:

5. Februar 1965, 17 Uhr

Priorität:

USA, 10. Februar 1964  
(343 617)

Patent erteilt:

15. Februar 1967

Patentschrift veröffentlicht:

15. August 1967

**HAUPTPATENT**

The DeVilbiss Company, Toledo (Ohio, USA)

**Vorrichtung zur Erzeugung eines Aerosols für medizinische Zwecke**

William Davis Gauthier, Sylvania Township, und Robert Joseph Della Flora, Toledo (Ohio, USA),  
 sind als Erfinder genannt worden

1

Die Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Erzeugung eines Aerosols für medizinische Zwecke mit einer Kammer für eine Kopplungsflüssigkeit, einer Medikamentenkammer, einem Erzeuger für gebündelte Ultraschallenergie, deren Brennpunkt in der Medikamentenkammer liegt, einer Regeleinrichtung für den Medikamentenflüssigkeitsspiegel sowie Einrichtungen zum Anziehen des Aerosols.

Bei den bekannten Vorrichtungen dieser Art ist die Medikamentenkammer nicht trennbar von der Gesamtvorrichtung vorgesehen. Es tritt nun oft die Notwendigkeit auf, diesen Teil der Kammer zu sterilisieren, weil verschmutzte Luft hindurchgeführt worden ist. Die erfundungsgemäße Vorrichtung ist dadurch gekennzeichnet, daß die Medikamentenkammer vom übrigen Teil der Vorrichtung trennbar oberhalb der Kammer für die Kopplungsflüssigkeit angeordnet ist, wobei eine untere Kammerwand in die Kopplungsflüssigkeit eintaucht. Durch diese Maßnahme wird erreicht, daß der leicht durch keimbeladene Luft verschmutzte Teil der Vorrichtung in einen Autoklaven oder eine Dämpfungskammer eingesetzt werden kann, um hier sterilisiert zu werden. Durch diese Maßnahme braucht der den Geber und die elektrischen Verbindungen enthaltende Teil dieser Behandlung nicht unterworfen zu werden.

Der Ausdruck «Medikament» soll alle Substanzen umfassen, die eine therapeutische Wirkung haben, wobei in vielen Fällen auch Wasser zu einer solchen Substanz zu rechnen ist.

Weitere Vorteile der Erfindung ergeben sich aus der folgenden Einzelbeschreibung eines bevorzugten Ausführungsbeispiels anhand der Zeichnungen. Die Zeichnungen zeigen in:

Fig. 1 eine schematische Ansicht, teilweise im Schnitt und teilweise mit abgebrochenen Teilen zur Wiedergabe einer gemäß der Erfindung konstruierten Vorrichtung und eines Verfahrens, das mit Hilfe dieser Vorrichtung durchgeführt werden kann.

Fig. 2 einen vergrößerten Vertikalmittelschnitt durch

2

einen Teil der Vorrichtung, in dem die Vernebelung der Medikamente erfolgt.

Fig. 3 einen Schnitt längs der Linie 3-3 der Fig. 2, Fig. 4 eine Einzel-Schnittdarstellung eines Gliedes, dessen Mittelteil eine akustisch durchlässige Membran bildet und derart einen Teil der unteren Wandung der Medikamentenkammer darstellen kann,

Fig. 5 einen senkrechten Mittelschnitt durch eine bevorzugte Ausführungsform eines elektroakustischen Schallgebers, wobei die Elektrodenschichten in der Dicke übertrieben stark gezeichnet sind, und in

Fig. 6 einen Teilquerschnitt durch eine Vernebelungsvorrichtung mit einer abgeänderten Ausführungsform eines elektroakustischen Gebers.

Nach den Fig. 1 und 2 der Zeichnungen enthält eine erfundungsgemäße Vorrichtung ein unteres Gehäuse 10, in dem ein elektroakustischer Geber montiert ist. Der Geber hat die Form eines kugelig gekrümmten piezoelektrischen Kristalls oder einer kristallinen Masse, beispielsweise einer Blei-Zirkonat-Titanat-Keramikmasse 12, die in dicken Schwingungen von einem geeigneten Oszillatoren 14 erregt wird und in einen Körper aus einer Kopplungsflüssigkeit 15 sendet, die sich in einer Kammer 16 befindet. Die Kammer 16 ist vorzugsweise ein oben offenes Gefäß mit einer Flanschverlängerung 18 und einer Gießlippe 19, so daß sie üblicherweise – falls erforderlich – entleert werden kann.

Der Geber weist einen elektrisch leitenden Überzug auf seiner Vorderfläche auf, der sich über die Kanten des kugeligen Körpers auf dessen Rückseite erstreckt. Dieser Überzug bildet eine Massenelektrode 20 des Erregerkreises. Im Abstand nach innen von der durch den oben beschriebenen Überzug gebildeten Elektrode 20 und getrennt durch ein ringförmiges Band aus isolierendem Keramikmaterial des Gebers befindet sich eine Elektrode 21, welche an die eine Seite des Oszillators 14 über einen Federkontakt 21a angeschaltet ist. Somit befinden sich beide elektrischen Anschlüsse am Geber auf dessen Rückfläche und im Abstand von

der Vorderfläche, die mit der Kopplungsflüssigkeit in Berührung steht. Die Betriebsresonanzfrequenz hängt natürlich von dem Material und den physikalischen Abmessungen des Gebers und von seiner Montage ab. Der Geber 12 ist vorzugsweise ein kugelig geschliffener Körper aus Blei-Zirkonat-Titanat-Keramik, der in Richtung seiner Dicke polarisiert ist. Eine Resonanzfrequenz von 1,25 Megahertz hat sich als zufriedenstellend erwiesen, obwohl man auch höhere oder geringere Frequenzen im Ultraschallbereich anwenden kann. Ein eine Resonanzfrequenz von 1,25 Megahertz aufweisender Geber ist widerstandsfähiger und weniger teuer als ein solcher, der bei höheren Frequenzen arbeitet.

Der Geber ist in einer Stellung im Boden der Kammer 16 gegen einen O-Ring 22 montiert. Ein Gegenring 23 berührt die Unterfläche des Kristalls 12 in der Nähe seiner Kanten und steht in elektrischem Kontakt mit der ringförmigen Massenelektrode 20. Der Gegenring wird gegen den Geber durch eine Vielzahl, vorzugsweise drei Wendefedern 24, angedrückt, die zwischen dem Gegenring 23 und dem Boden des Gehäuses 16 angeordnet sind. Die Massenelektrode 20 ist somit an den Oszillator 14 durch den Gegenring, die Federn 24 und einen geeigneten Leiter angeschlossen. Durch diese Montage des Gebers ist die Einwirkung von Temperaturänderungen, die eine Expansion der Teile und Kräfte auf den verhältnismäßig brüchigen Geber 12 hervorrufen können, auf ein Minimum herabgesetzt und der Austritt von Kopplungsflüssigkeit in den Boden des Gehäuses ist praktisch vollständig verhindert. Man erkennt, daß eine Änderung in den Kräften um die Kante des Gebers 12 die Betriebscharakteristiken ändert und sogar zum Bruch führen kann.

Die Vernebelungskammer enthält eine Medikamentenkammer 26 auf einem unteren Ring 27, die von geeigneten Beinen 28 auf der Flanschoberfläche der unteren Kammer oder des Gehäuses 16 und damit vom übrigen Teil der Vornichtung oberhalb an Kammer 16 trennbar ist. Zum Verschluß und zur Abdichtung des offenen oberen Endes der Medikamentenkammer 26 dient vorzugsweise ein durchsichtiger Deckel. Die Bodenfläche der Kammer 26 enthält eine nach unten abfallende Wandung 29 mit einer Mittelöffnung 30. Eine Membran 31 ist gegen die Wandung 30 durch einen Klemmring 32 angeklemmt. Die Membran 31 ist eine dünne, akustisch durchlässige Kunststoffmembran, beispielsweise «Mylar», und weist einen Mittelteil auf, der zu einem mittigen, nach unten verlaufenden, kugelig gekrümmten Fenster 33 verformt ist. Die Mylarmembran braucht nur 0,05–0,08 mm dick zu sein, so daß sie sich selbst hält und genügend robust ist, um der normalen Handhabung zu widerstehen. Eine durchlöcherte oder gebrochene Membran läßt sich leicht ersetzen, indem man zuerst den Klemmring 32 entfernt. Wie die Zeichnung (Fig. 2) zeigt, bilden die Teile 29 bis 33 eine untere, in die Kopplungsflüssigkeit der Kammer 16 eintauchende Kammerwand.

Durch Verwendung des sich nach unten erstreckenden, kugelförmig gekrümmten Fensters 33 besteht keine Notwendigkeit, die Kopplungsflüssigkeit innerhalb der Kammer 16 zu entgasen. Irgendwelche in dieser Flüssigkeit wegen des Rührvorganges bei der Energieeinstrahlung vom Geber 12 erscheinenden Blasen schwimmen nach oben, um die konvexe Oberfläche des Fensters 33 und sammeln sich nicht auf der unteren Oberfläche, so daß die Übertragung über die Membran nicht gestört werden kann. Das kugelig gekrümmte Fenster hat den

zusätzlichen Vorteil, daß geringe Flüssigkeitsmengen auf seiner konkaven Oberfläche der Schalleinstrahlung ausgesetzt werden können und im Mittelbereich konzentriert sind, wo die akustische Energie am intensivsten ist.

Erscheint eine kontinuierliche Zuführung von Flüssigkeit angezeigt, dann kann der Flüssigkeitsspiegel innerhalb der Vernebelungskammer durch geeignete automatische Vorrichtungen auf einem vorbestimmten Spiegel gehalten werden. Ein einfaches schwimmergesteuertes Ventil mit einem toroidförmigen Schwimmer 40, der schwenkbar mit einem Nadelventil 41 durch einen bei 42 gelagerten Hebel verbunden ist, kann zur Regelung der Öffnung einer Zuführungsleitung 43 dienen. Bei der in den Zeichnungen wiedergegebenen Ausführungsform enthält die Versorgungsleitung ein Einlaßrohr, das an seinem oberen Ende mit einer Zuführungsleitung 44 verbunden und in der Nähe der Wandung der Vernebelungskammer durch ein Anschlußstück 45 befestigt ist. Die Zuführungsleitung 44 führt selbst wieder zu einem Flüssigkeitssgefäß, für die Flüssigkeit, die vernebelt werden soll, damit diese Flüssigkeit infolge ihres eigenen Gewichtes in die Vernebelungskammer fließen kann. Fällt der Flüssigkeitsspiegel in der Vernebelungskammer, dann öffnet der Schwimmer das Nadelventil 41, während beim Anstieg des Spiegels auf einen vorgewählten Punkt der Schwimmer das Einlaßventil schließt.

Die vom Geber 12 in die Flüssigkeit in der Vernebelungskammer 16 abgestrahlte gebündelte Energie führt zu einem Aufwallen der Flüssigkeit und damit zu einem heftigen Hochziehen in der Vernebelungskammer. Im allgemeinen ändert sich die Größe der sich ergebenden Tröpfchen umgekehrt mit der Arbeitsfrequenz, wobei eine höhere Frequenz das Auftreten kleinerer Tröpfchen zur Folge hat. Für die Inhalationstherapie sind Tröpfchen zwischen 1 Mikron und etwa 6 Mikron am wünschenswertesten. Jedoch sind im unteren Teil dieses Bereiches die Tröpfchen so fein, daß sie wieder ausgeatmet werden können und damit weniger wirksam für die Behandlung sind. Am oberen Ende des angegebenen Bereiches haben die Tröpfen eine vorherrschende Neigung auszufallen, so daß nicht die gesamte Flüssigkeit den Atmungsorganen des Patienten zugeführt wird und nur sehr wenig Flüssigkeit in die Lungen für eine Tiefentherapie eintritt. Teilchengrößen zwischen zwei und vier Mikron scheinen das Optimum zu sein, weil sehr wenig Flüssigkeit wieder ausgeatmet wird und sich sehr wenig Flüssigkeit absetzt, selbst wenn das Aerosol über mehrere Dezimeter lange Leitungen von der Vernebelungsvorrichtung zum Patienten gebracht werden muß.

Es ist ein motorbetriebenes Gebläse 50 vorgesehen, durch das ein Trägergasstrom durch die Vernebelungskammer gedrückt wird und die vernebelten Teilchen durch einen Austrittsanschluß und in ein Förderrohr 52 mitnimmt. Eine Absetzfalle in Form eines sich nach oben erstreckenden Armes 53 mit einem Metalldeckel 54 dient dazu, zu große Teilchen, die mit dem gewünschten Aerosol oder feinverteilten vernebelten Material mit gewandert sind, abzuscheiden. Diese Tröpfchen sammeln sich auf den Platte 54 und fallen durch den Anschluß 51 in die Vernebelungskammer zurück. Obwohl die zwangsläufige Entfernung vernebelter Teilchen aus der Vernebelungskammer durch den Trägergasstrom wünschenswert ist, gibt es auch Vernebelungseinrichtungen, bei denen sich das Aerosol in der Vernebelungskammer sammelt und von dort durch die Atmung des Patienten

abgezogen wird. Die Vernebelungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung kann so betrieben werden, wenn man das Gebläse 50 einfach abschaltet.

Man erkennt, daß statt des Durchführens von Luft vom Gebläse 50 durch die Vernebelungskammer auch andere Gase Verwendung finden können, um das Aerosol aus der Vernebelungskammer zum Patienten zu transportieren. Bei diesem Gas kann es sich gegebenenfalls um Sauerstoff oder in einigen Fällen auch um ein anästhetisches Gas handeln, so daß das Aerosol dazu Verwendung finden kann, den Feuchtigkeitsgehalt eines Anästhetikums zu verbessern. Die vorliegende Erfindung ist ferner brauchbar bei der Einführung von Kontrastmedien in die Lungen eines Patienten für die Röntgenstrahlenuntersuchung und -diagnose.

Vernebelungsgeräte werden häufig ohne Überwachung benutzt, und es besteht deshalb die Möglichkeit, daß die Flüssigkeitsversorgung zu der Vernebelungskammer unterbrochen wird. Sobald dies auftritt, kann bei weiterem Betrieb des Gebers 12 das dünne Fenster 33 durchbrennen und damit durchlöchert werden. Es ist deshalb wünschenswert, den Betrieb des Gebers thermostatisch in Übereinstimmung mit der erreichten Temperatur des unteren Gefäßes 16 zu steuern, welches die Temperatur der Kopplungsflüssigkeit 15 wiedergibt. Ein Thermostat T ist bei der Ausführungsform nach Fig. 2 in einer Lage schematisch eingezeichnet, in der diese Steuerung erfolgen kann. Wird die Kopplungsflüssigkeit zu heiß, dann kann der Geber abgeschaltet werden, um nicht nur das Fenster 33 zu schonen, sondern auch den Geber selbst, da die Gebermaterialien im allgemeinen Temperaturen über 130° C ohne Gefahr einer Depolarisation nicht widerstehen können und die Kopplungsflüssigkeit den Geber nicht mehr kühlt.

Bei dem oben beschriebenen Betrieb der Vernebelungsvorrichtung wird der Kopplungsflüssigkeitsbehälter 16 mit Wasser gefüllt, welches – wie oben erwähnt – nicht entgast zu werden braucht. Die vorher sterilisierte Medikamenten- oder Vernebelungskammer 26 wird auf die Flanschobenfläche des unteren Gehäuses aufgesetzt und die Anschlüsse zu den Medikamentenbehältern werden über die Leitung 44 hergestellt. In gleicher Weise erfolgt der Anschluß an das Gebläse 50 und an das Abgaberohr 52. Diese Anschlüsse können einfache Reibungsanschlüsse zwischen einem biegsamen Rohr und den entsprechenden Anschlußelementen am Gefäß 26 sein. Die Vernebelungskammer 16 füllt sich sofort von ihrem Versorgungsgefäß, bis das schwimmergesteuerte Ventil 41 durch seinen Schwimmer geschlossen wird. Dann wird der Oszillatator 14 angeschaltet und die Vernebelungskammer füllt sich sofort mit einer dichten Masse einer feinverteilten oder mit Luft versetzten vernebelten Flüssigkeit. Das Gebläse 50 wird betätigt, um das Aerosol aus der Vernebelungskammer durch das Abgaberohr 52 dem Patienten zuzuführen.

Der Oszillatator 14 wird anfänglich auf die Resonanzfrequenz des Gebers 12 eingestellt und dann so verstellt, daß der Geber mit einer Frequenz oberhalb oder unterhalb seiner Resonanzfrequenz – vorzugsweise oberhalb der Resonanzfrequenz – arbeitet. Es hat sich herausgestellt, daß ein Geber mit einer Soll-Resonanzfrequenz von 1,25 Megahertz ein Maximalaerosolvolumen erzeugt, wenn er mit etwa 1,35 Megahertz betrieben wird. Die Einstellung des Oszillatators kann mit Sicht erfolgen, weil der Aerosolausgang im Gefäß 26 merklich durch die Frequenzänderung des Oszillators und damit des Gebers 12 beeinflußt wird. Der Be-

trieb des Gebläses 50 läßt sich zur Vergrößerung oder Verkleinerung des Luftdurchsatzes oder Durchsatzes an Trägergas einstellen, so daß sich damit die Menge und Dichte des dem Patienten zugeführten Aerosols erhöhen und verringern läßt. Erwünschtenfalls kann man den vom Gebläse erzeugten Überdruck auch abschalten und die Kammer 26 als Aerosolvorrat verwenden, aus dem das Aerosol bei Bedarf vom Patienten abgesaugt wird.

Der Ausgang des Systems ändert sich mit der Ausgangsleistung des Oszillatators 14 bis zu einem gewissen Maximalwert, welcher vom Geber 12 und den physikalischen Parametern des Systems abhängt. Der Betrieb bei veränderlichem Leistungseingang vom Oszillatator 14 ist ein wirksameres Mittel zur Steuerung der Quantität und Dichte des Aerosols als die Steuerung durch die Luftströmung oder durch Oszillatorabstimmung, da sich auf diese Weise keine unerwünschte Erwärmung des Gebers oder des dem Patienten zugeführten Aerosols ergibt.

Eine Steuerung der Menge und Dichte des dem Patienten von der Vorrichtung gemäß der Erfindung zugeführten Aerosols ist wünschenswert, da die erreichbare Spitzendichte viel größer sein kann, als sie anfänglich vom Patienten in gewissen Fällen vertragen wird. Bei bestimmten Inhalationsbehandlungen gibt der überwachende Arzt dem Patienten ein verhältnismäßig verdünntes Aerosol zu atmen und steigert dann die Dichte allmählich bis zur gewünschten Aerosoldichte, welche die volle Ausgangsdichte der erfundungsgemäßen Vorrichtung sein kann.

Würde die volle Dichte bereits bei Beginn der Behandlung zur Anwendung kommen, dann können bestimmte Behandlungsergebnisse verlorengehen wegen der Unfähigkeit des Patienten, das sehr dichte Aerosol ohne Husten oder andersweitige Reaktion auf die Inhalation des Medikamentes zu vertragen.

Findet die Vorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung als Vernebelungseinrichtung Verwendung, die einen Nebel aus antiseptischem Material zur Raumsterilisierung oder für ähnliche Zwecke erzeugt, wo es nicht erforderlich ist, daß eine getrennte, sterilisierbare Medikamentenkammer vorgesehen ist, dann kann man die Membran 31 weglassen, wobei dann die vorher als Kopplungsflüssigkeit bezeichnete Flüssigkeit zu dem zu vernebelnden Material wird. In diesem Fall verwendet man ein schwimmergesteuertes Ventil zur Konstanthalterung des Flüssigkeitsspiegels, jedoch gibt es keine Trennung der Medikament- und Kopplungsflüssigkeit, da in diesem Fall diese beiden Flüssigkeiten die gleiche Flüssigkeit sind. Unter diesen Umständen kann man aus den oberen und unteren Behältern 16 und 26 einen einzigen Behälter machen.

Fig. 6 zeigt einen Teil einer Vernebelungsvorrichtung mit einer abgeänderten Ausführungsform eines Gebersystems. Bei dieser Ausführungsform ist die Gebermasse eine flachgeschliffene Platte 120 aus piezoelektrischem Material, welche planparallele Wellen in die Kopplungsflüssigkeit abstrahlt. Es ist eine akustische Linse 121 vorhanden, die aus einem doppelkonkaven Körper aus Lucit- oder Polystyrenharz mit einer Mittelloffnung 122 besteht, welche die Umwälzung der Kopplungsflüssigkeit ermöglicht. Die Einführung der elektrischen Energie in die Platte 120 folgt durch die Elektrode 123, welche sich über die Vorderseite des Gebers und um den Rand der Rückfläche erstreckt, und durch die Mittelelektrode 124, die auf der Rückfläche sitzt,

wie man aus Fig. 2 erkennt. Der Kontakt zu diesen Elektroden zum Oszillator wird in der gleichen Weise wie vorher beschrieben hergestellt.

Beim Betrieb der abgeänderten Ausführungsform des Erfindungsgegenstandes wird die vom Geber kommende Ultraschallenergie durch die Linse 121 gebündelt, wobei der Brennpunkt innerhalb den Medikamentenkammer liegt, wie es bereits bei der ersten Ausführungsform der Fall ist. Die Betriebsweise ist die gleiche wie bei der ersten Ausführungsform mit Ausnahme der Anordnung, durch die ein gebündelter Strahl von Ultraschallenergie durch die Kopplungsflüssigkeit in die Medikamentenkammer gerichtet wird.

Selbstverständlich kann man auch andere Geber-Ausführungsformen verwenden und auch sonst verschiedene Abänderungen vornehmen, die im Rahmen des fachmännischen Könnens liegen.

#### PATENTANSPRUCH

Vorrichtung zur Erzeugung eines Aerosols für medizinische Zwecke mit einer Kammer für eine Kopp- 20

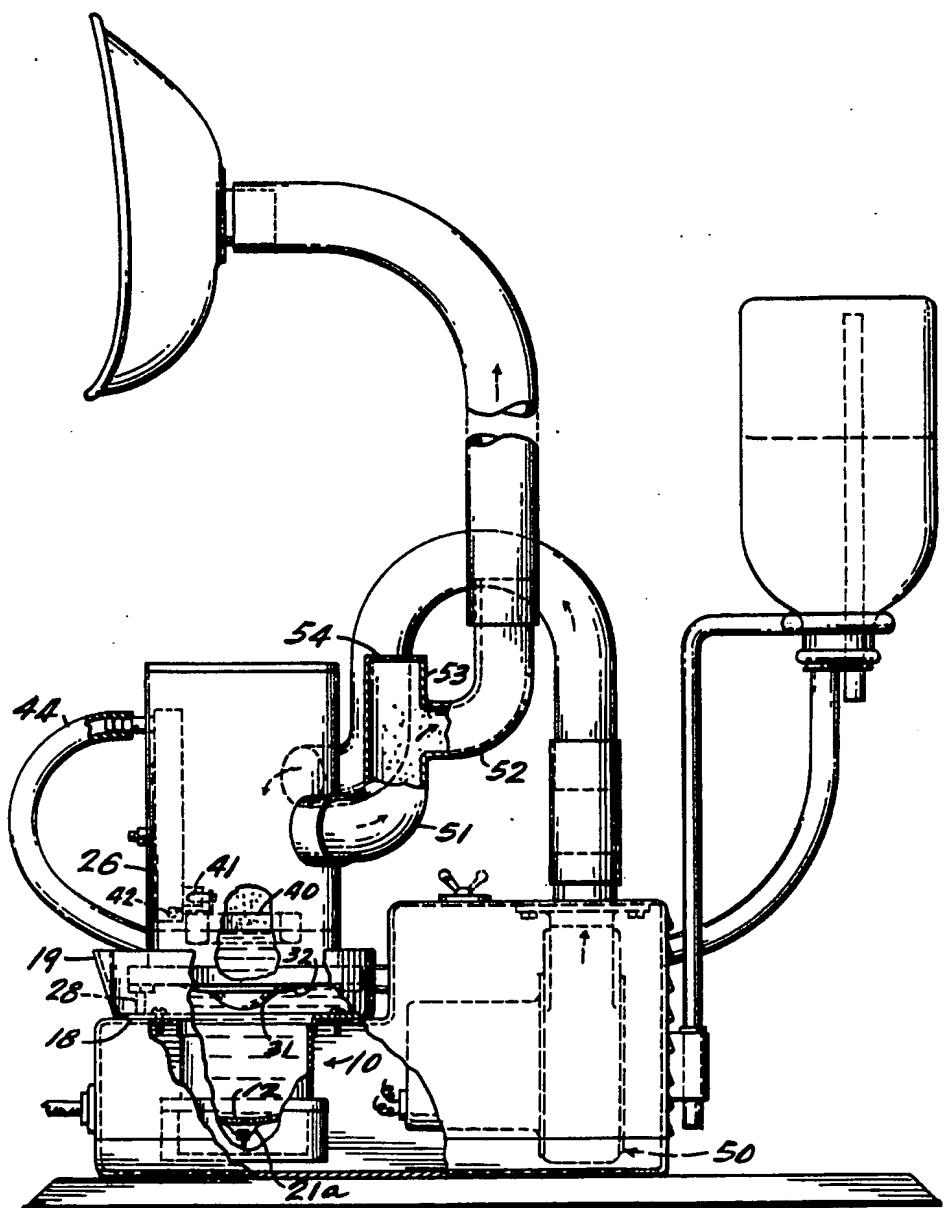
5 lungenflüssigkeit, einer Medikamentenkammer, einem Erzeuger für gebündelte Ultraschallenergie, deren Brennpunkt in der Medikamentenkammer liegt, einer Regel-einrichtung für den Medikamentenflüssigkeitsspiegel sowie Einrichtungen zum Abziehen des Aerosols, dadurch gekennzeichnet, daß die Medikamentenkammer (26) vom übrigen Teil der Vorrichtung trennbar oberhalb der Kammer (16) für die Kopplungs-Flüssigkeit angeordnet ist, wobei eine untere Kammerwand (29-33) in die Kopplungsflüssigkeit eintaucht.

#### UNTERANSPRUCH

Vorrichtung nach Patentanspruch, dadurch gekennzeichnet, daß die Medikamentenkammer (26) ein akustisch durchlässiges Fenster (33) in der unteren Wandung (29) aufweist, das eine konvexe, in Richtung der Kopplungsflüssigkeit gerichtete Oberfläche aufweist, so daß in der Kopplungsflüssigkeit gebildete Blasen von der konvexen Oberfläche nach oben aufschwimmen.

The DeVilbiss Company  
Vertreter: Ammann & Co., Bern

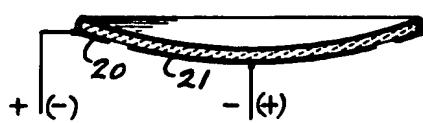
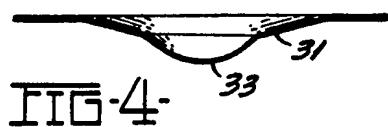
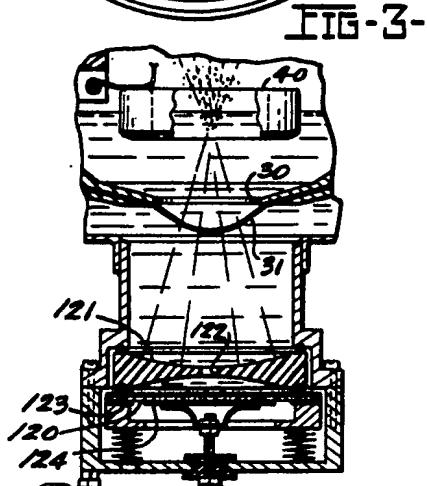
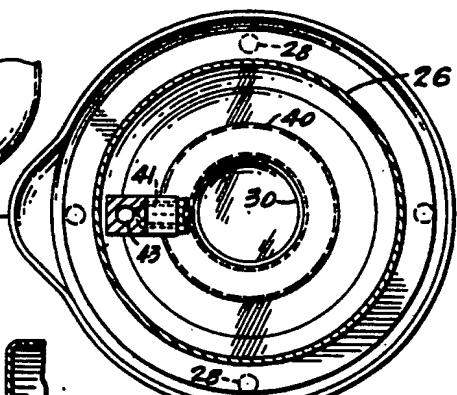
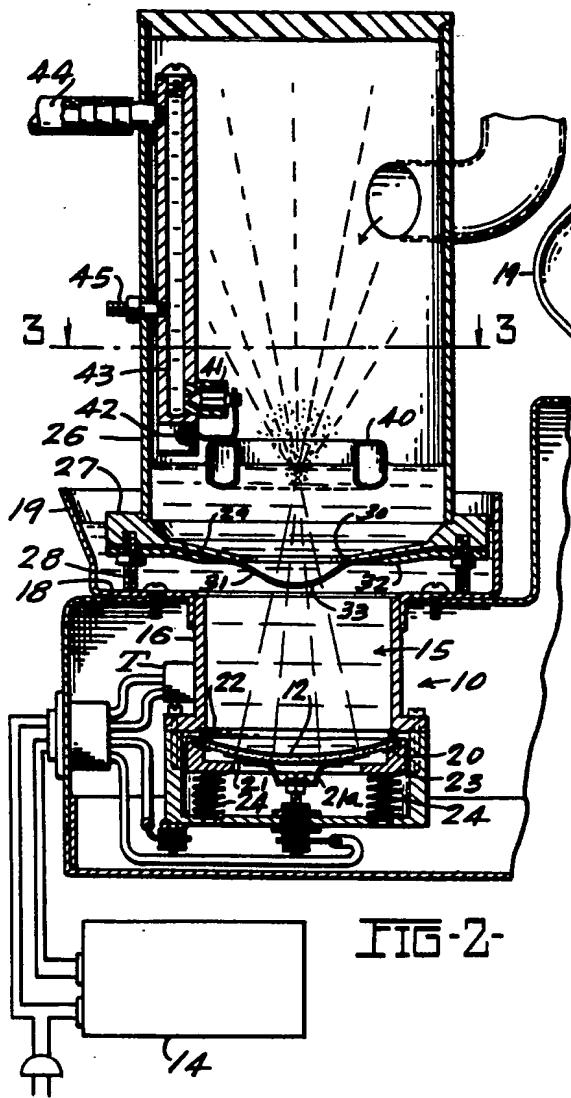
430 064  
2 Blätter Nr. 1



## FIG-1-

430 064

2 Blätter Nr. 2



**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**